

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004 年 11 月 4 日 (04.11.2004)

PCT

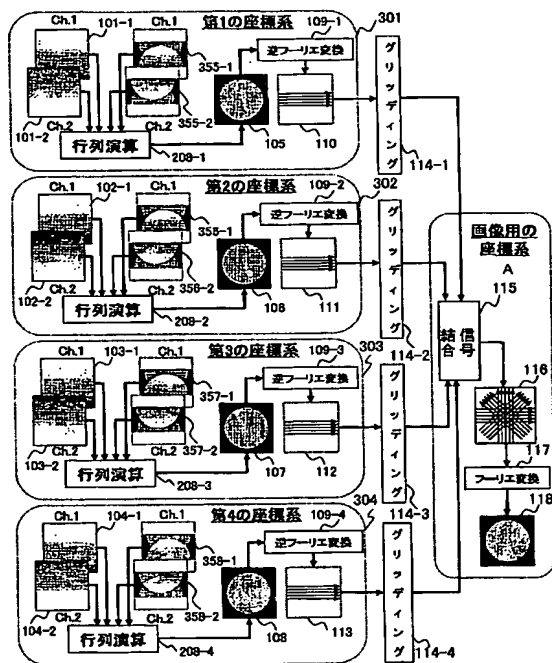
(10) 国際公開番号
WO 2004/093682 A1

- (51) 国際特許分類⁷: A61B 5/055, G01R 33/3415 (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1000047 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 14 号 Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2004/005928
- (22) 国際出願日: 2004 年 4 月 23 日 (23.04.2004)
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (72) 発明者; および
- (26) 国際公開の言語: 日本語 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 瀧澤 将宏 (TAKIZAWA, Masahiro) [JP/JP]; 〒2770803 千葉県柏市小青田 156-8201 Chiba (JP). 高橋 哲彦 (TAKAHASHI, Tetsuhiko) [JP/JP]; 〒3400011 埼玉県草加市栄町 3-4-24-910 Saitama (JP). 谷口 陽 (TANIGUCHI, Yo) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分
- (30) 優先権データ:
特願2003-119403 2003 年 4 月 24 日 (24.04.2003) JP

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD AND APPARATUS

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング方法及び装置



301...FIRST COORDINATE SYSTEM
109-1...INVERSE FOURIER TRANSFORM
208-1...MATRIX CALCULATION
114-1...GRIDDING
302...SECOND COORDINATE SYSTEM
109-2...INVERSE FOURIER TRANSFORM
208-2...MATRIX CALCULATION
114-2...GRIDDING
303...THIRD COORDINATE SYSTEM

109-3...INVERSE FOURIER TRANSFORM
208-3...MATRIX CALCULATION
114-3...GRIDDING
304...FOURTH COORDINATE SYSTEM
109-4...INVERSE FOURIER TRANSFORM
208-4...MATRIX CALCULATION
114-4...GRIDDING
A...COORDINATE SYSTEM FOR IMAGE
115...COMBINING OF SIGNALS
117...FOURIER TRANSFORM

(57) Abstract: High-speed imaging by a propeller MRI method is enabled as a whole thanks to high-speed computation by preventing an aliasing artifact even if the echoes acquired by one blade are decreased and by reducing the imaging time and the computational complexity. In a magnetic resonance imaging apparatus, an RF pulse is applied to a subject placed in a static magnetic field, a plurality of gradient magnetic fields are applied, and induced nuclear magnetic resonance signal (echo signal) is received by means of a multiple RF receiving coil unit composed of two or more RF receiving coils. A parallel MRI method is applied to echo signals acquired by reducing the echoes per blade of a propeller MRI method so as to remove the artifact to produce a reconstructed image. The reconstructed image is subjected to inverse Fourier transform to return it to the echo signals in a measurement space corresponding to the blade. The echo signals are gridded in an arbitrarily predetermined coordinate system for image and combined. Such a processing is conducted for the echo signals of all the blades. A final image is reconstructed using the echo signals after the image creation in the coordinate system for image.

(57) 要約: 本発明は、プロペラMRI法に関して、1つのブレードで取得するエコー数を低減しても折り返しアーチファクトを生ずることなく撮影時間の短縮を図り、かつ、演算量を低減して高速演算を可能とすること

により、全体として高速イメージングを可能とすることを目的とする。そのために、静磁場中に置かれた被検体にRFパルスを照射するとともに、

[続葉有]



寺市東恋ヶ窪 1 丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作
所 中央研究所内 Tokyo (JP).

- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

一連の傾斜磁場を印加し、誘導された核磁気共鳴信号（エコー信号）を少なくとも2個以上のRF受信コイルからなるマルチプルRF受信コイルを用いてエコー信号を受信する核磁気共鳴イメージング装置において、プロベラMRI法の1ブレードあたりのエコー数を減じて取得したエコー信号に対してパラレルMRI法を適用し、折り返しアーチファクトを除去して得られた再構成画像を逆フーリエ変換して当該ブレードに対応する計測空間上のエコー信号に戻した後、このエコー信号を任意に定めた画像用の座標系に再配置して合成する処理を、全ブレードのエコー信号に対して行い、画像用の座標系における合成後のエコー信号を用いて最終画像を再構成する。

磁気共鳴イメージング方法及び装置

5 技術分野

本発明は、核磁気共鳴 (NMR) 現象を利用して被検体の検査部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング (以下「MRI」という) 装置に関し、特にプロペラサンプリング法と複数の高周波受信コイルを用いたパラレルイメージング法とを組み合わせて、撮影時間と画像再構成時間を短縮する技術に関する。

10

背景技術

MRI 装置では、画像再構成に必要な k 空間上のエコー信号を収集する方式として、 k 空間の直交座標軸に平行な軌跡に沿ってサンプリングする直交系 (Cartesian) サンプリング方式が多用されているが、 k 空間の直交座標軸に平行でない軌跡に沿ってサンプリングする非直交系 (Non-cartesian) サンプリングと呼ばれる方式が近年注目されてきており、プロペラサンプリング法 (文献: INNERVISION (17・9) 29-31, 2002, 渡部靖志他, 新しいラジアルスキャン: PROPELLER 法) がその一例である。

15

20

このプロペラサンプリング法は、 k 空間の原点を挟んだ複数の平行軌跡から成る単位領域 (以下、「ブレード」という) を単位として、そのブレードを k 空間の原点の周りに回転させて k 空間のほぼ全域に対応するエコー信号を計測する。各ブレード内では、直交系サンプリング方式における通常計測の場合と同様に位相エンコードパルスが付加して複数のエコー信号を取得する。

25

また、MRI 装置における撮影時間短縮の手法としてパラレルイメージング法がある。パラレルイメージング法では、互いに異なる局所的で不均一感度分布を有する複数の高周波受信コイルユニット (以下「RF 受信コイル」という) を組み合わせて成るマルチプル受信コイルを用いて、RF 受信コイル毎に位相エンコードステップを間引いてエコー信号を計測し、各再構成画像上に生じた折り返しアーチファクトを RF 受信コイル毎の感度分布データを用いて除去する。これによ

り、一枚の画像再構成に必要なエコー数を低減できることから、パルスシーケンスの繰り返し回数を減らせ、撮影時間を短縮することが可能となる。

しかし、以上のようなプロペラサンプリング方式にパラレルイメージング法を適用する場合、間引き計測された k 空間全体のデータに対して、一般化された折り返しアーチファクト展開アルゴリズムを適用して折り返しアーチファクトを除去することが必要であり、そのため演算時間が非常に長くなる。

上記文献には、プロペラサンプリング法にパラレルイメージング法を適用すること、及び、その場合における上記問題点は考慮されていない。

10 発明の開示

本発明の目的は、プロペラサンプリング法において信号計測から画像表示までのイメージング時間を短縮して高速イメージングを行うことである。特に、パラレルイメージング法を適用して撮影時間を短縮し、その際の画像再構成のための演算量を低減して高速演算を可能とすることである。

15 前記目的を達成するために、本発明を磁気共鳴イメージング方法の観点からみれば、以下の様に構成される。即ち、 k 空間の原点を含み低空間周波数領域から高空間周波数領域に渡って所定の幅を有して成る単位領域に対応する被検体からのエコー信号を計測する単位領域計測工程と、前記単位領域に対応するエコー信号から該単位領域の画像を作成する単位領域画像作成工程とを有する単位領域処理工程を、前記 k 空間の原点を中心とする前記単位領域の回転角度を変えて繰り返し、複数の前記単位領域画像を合成して全体画像を作成する全体画像作成工程を有する磁気共鳴イメージング方法において、前記単位領域計測工程は、少なくとも一つの前記単位領域において、前記エコー信号の計測を間引く。

25 これにより、プロペラサンプリング法において単位領域の計測時間を短縮できるので、全体の撮影時間を短縮することができ、高速イメージングが可能になる。

好ましい一実施態様によれば、前記単位領域計測工程は、複数の受信コイルユニットを組み合わせて成るマルチプル受信コイルを用いて、該受信コイルユニット毎にエコー信号を取得し、前記単位領域画像作成工程は、前記受信コイルユニット毎のエコー信号を用いて前記単位領域画像を作成する。

これにより、各受信コイルユニットが受信したエコー信号を用いて再構成した画像を合成して単位領域画像を作成する場合にも、撮影時間を短縮することができるので高速イメージングが可能になる。しかも単位領域画像及び全体画像の S/N を向上させることができる。

- 5 また、好ましい一実施態様によれば、前記単位領域画像作成工程は、受信コイルユニット毎の感度分布データを用いて、折り返しアーチファクトが除去された前記単位領域画像を作成する。

- 10 これにより、エコー信号の計測を間引くことによって単位領域画像上に発生する折り返しアーチファクトを、パラレルイメージング法を適用することにより、受信コイルユニット毎の感度分布データを用いて除去することができる。その結果、折り返しアーチファクトの無い全体画像を短時間で作成できるようになる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記単位領域は、複数の平行軌跡からなり、前記間引き計測は、前記平行軌跡のうちの少なくとも一つの軌跡に対応するエコー信号の計測を間引く。

- 15 これにより、単位領域画像の作成の際に、折り返しアーチファクトを除去するために一般化された折り返しアーチファクト展開アルゴリズムを適用する必要がなくなり、高速な行列演算によって短時間の内に折り返しアーチファクトの展開を行うことができるようになる。その結果、折り返しアーチファクトの無い高画質な単位領域画像を短時間で作成できるようになる。

- 20 また、好ましい一実施態様によれば、前記単位領域の一方の高空間周波数領域側に対応するエコー信号の計測を間引く。

これにより、公知のハーフフーリエ法を適用すれば、単位領域の一方の高空間周波数領域側に対応するエコー信号の計測を間引いても単位領域画像を作成することが可能なので、短時間で単位領域画像を作成できるようになる。

- 25 特に、単位領域の他の領域においてさらに間引き計測を行ってパラレルイメージング法を適用すれば、さらに短時間で単位領域画像を作成できるようになる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記単位領域処理工程は、前記単位領域の回転角度と前記マルチプル受信コイルの構成に対応して、前記エコー信号から単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成する感度分布デー

タ作成工程をさらに有し、前記感度分布データ作成工程は、前記単位領域画像作成工程より前で行われる。

これにより、受信コイルユニット毎の感度分布データを求めるためのエコー信号が、画像再構成用エコー信号の計測と同時に取得されるので、撮影中に被検体の体動が生じて、感度分布データと再構成画像との間で誤差が少なくなり、安定して折り返しアーチファクトを除去できるようになる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記感度分布データ作成工程は、複数の前記単位領域の低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を用いて、前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ作成する。

これにより、複数の単位領域における低空間周波数領域のエコー信号を抽出して合成することにより、単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを求めることができる。これは、各単位領域の回転角度が異なることから、たとえば各単位領域で間引き計測を行っても、各単位領域が重なる領域である低空間周波数領域では感度分布データ作成に十分な密度でエコー信号を取得することが可能であることによる。従って、受信コイルユニット毎の感度分布データ用のエコー信号を余分に取得する必要がなく、高速で折り返しアーチファクトの無い単位領域画像を取得することが可能になる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記単位領域計測工程は、複数の前記単位領域のそれぞれにおいて、前記複数の平行軌跡の低空間周波数領域における間隔を高空間周波数領域における間隔よりも密にして、前記受信コイルユニット毎に前記エコー信号を計測し、前記感度分布データ作成工程は、前記複数の単位領域で密に計測された低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を用いて、前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ作成する。

これにより、低空間周波数領域におけるエコー信号のみを余分に計測することにより、単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を、画像再構成用エコー信号の計測と同時に取得できるので、撮影時間の僅かな延長のみで、撮影中の被検体の体動に対応して受信コイルユニット毎の感度分布デー

タを取得することができる。特に、前述の各单位領域における低空間周波数領域のエコー信号を抽出して合成するだけでは感度分布データを求めるに充分でない場合に、1以上のブレードの低空間周波数領域におけるエコー信号を密に計測することにより、感度分布データを求めるに十分な密度で感度分布データ用のエコー信号を取得できるようになる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記感度分布データ作成工程は、前記各单位領域の前記低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を受信コイルユニット毎に合成して受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を作成し、該受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を変換して単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号をそれぞれ作成し、該各作成された単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号から前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ作成する。

あるいは、前記感度分布データ作成工程は、前記各单位領域の前記低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号からそれぞれ単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成し、該各单位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを受信コイルユニット毎に合成して受信コイルユニット毎の感度分布データを作成し、該受信コイルユニット毎の感度分布データを変換して前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成する。

あるいは、前記感度分布データ作成工程は、前記各单位領域の前記低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を受信コイルユニット毎に合成して受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を作成し、該受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号から受信コイルユニット毎の感度分布データを作成し、該受信コイルユニット毎の感度分布データを変換して前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成する。

これらによれば、複数の単位領域で受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を計測し、それらを同時に用いて単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成するので、感度分布データのS/Nを向上させること

ができ、折り返しアーチファクトの除去された単位領域画像をその S/N を向上させつつ短時間で得ることができるようになる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記単位領域計測工程は、前記単位領域の一つにおいて、前記複数の平行軌跡の低空間周波数領域における間隔を高空間

5 周波数領域における間隔よりも密にして、前記受信コイルユニット毎に前記エコー信号を計測し、前記感度分布データ作成工程は、前記一つの単位領域で密に計測された低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を用いて、他の単位領域における前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ作成する。

10 これによれば、一つの単位領域のみににおいて感度分布データ用エコー信号を余分に計測することにより、他の単位領域用の受信コイルユニット毎の感度分布データを取得することができる。つまり、感度分布データ取得のための計測に必要なブレード数を 1 つにして撮影時間の延長をより僅かにしても、撮影中の被検体の体動に対応して受信コイルユニット毎の感度分布データを取得することができ
15 る。

また、好ましい一実施態様によれば、事前に受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号をそれぞれ計測する工程を有し、前記感度分布データ作成工程は、前記事前計測された受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を用いて、前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ
20 作成する。

これによれば、単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を事前に計測しておくことによって、画像再構成用エコー信号の計測中に単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを求めるための余分なエコー信号の取得と演算処理を無くすることができる。そのため、画像再構成用エ
25 コー信号の取得時間のみで単位領域画像を取得することができるようになる。特に、撮影中に被検体の体動が発生しない場合に有効となる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記単位領域計測工程が終了する度に、前記単位領域画像作成工程は、その単位領域画像を作成し、前記全体画像作成工程は、該単位領域画像と他の少なくとも一つの単位領域画像とから前記全体画像

を作成する。

これにより、単位領域におけるエコー信号の計測から単位領域画像の作成までの一連の処理に必要な時間とほぼ同じ時間間隔で全体画像を取得することができるようになり、全体画像を連続撮影する場合の各全体画像の時間分解能を向上させることができる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記単位領域計測工程と前記単位領域画像作成工程とを平行して行い、該単位領域画像作成工程は、該単位領域計測工程以前の単位領域計測工程で計測されたエコー信号を用いて前記単位領域画像を作成し、前記全体画像作成工程は、該単位領域画像と他の少なくとも一つの単位領域画像とから前記全体画像の作成を行う。

これによれば、単位領域におけるエコー信号の計測と画像再構成処理を並列させて同時に行うことができ、全体のイメージング時間を短縮することが可能になる。

また、好ましい一実施態様によれば、前記単位領域計測工程と前記単位領域画像作成工程とを平行して行い、該単位領域画像作成工程は、該単位領域計測工程以前の単位領域計測工程で計測されたエコー信号を用いて前記単位領域画像を作成し、前記全体画像作成工程は、該単位領域画像を含む全単位領域画像が揃った後で、該全単位領域画像を逆フーリエ変換して単位領域毎の k 空間データをそれぞれ作成し、該各単位領域毎の k 空間データを合成して全体 k 空間データを作成し、該全体 k 空間データをフーリエ変換して前記全体画像を作成し、前記各単位領域毎の k 空間データの合成は、該各単位領域毎の k 空間データを同一座標系上の格子点データとなるように変換し、該各変換された k 空間データを格子点毎に加算又は加算平均する。

これによれば、撮影中の被検体の体動にも対応して受信コイルユニット毎の感度分布データを求めながら、短時間で全体画像を作成することが可能になり、高速イメージングができるようになる。

また、前記本発明の目的は、以下の様な構成を有する磁気共鳴イメージング装置の観点からも達成することが可能である。即ち、被検体からのエコー信号を受信する信号受信手段と、所定のシーケンスに基づい

て前記エコー信号を計測する計測制御手段と、前記エコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理手段と、前記計測制御手段と前記信号処理手段を制御する全体制御手段を備え、

5 前記計測制御手段は、 k 空間上で複数の平行軌跡から成る単位領域に対応するエコー信号の計測を、前記 k 空間の原点を中心とする前記単位領域の回転角度を変えて繰り返すシーケンスを備え、

前記信号処理手段は、前記単位領域毎のエコー信号から各単位領域画像を作成する単位領域画像作成手段と、前記各単位領域画像から全体画像を作成する全体画像作成手段を備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記信号受信手段は、
10 複数の受信コイルユニットを組み合わせて成るマルチプル受信コイルを備えて該受信コイルユニット毎に前記エコー信号を受信し、前記計測制御手段は、1 以上の前記単位領域において 1 以上の前記平行軌跡を間引いて前記受信コイルユニット毎に前記エコー信号を計測し、前記単位領域画像作成手段は、前記間引き計測された受信コイルユニット毎のエコー信号と単位領域毎且つ受信コイルユニット
15 毎の感度分布データとから折り返しアーチファクトが除去された前記単位領域画像を作成する。

好ましい一実施態様によれば、前記信号処理手段は、前記回転角度と前記マルチプル受信コイルの構成に対応して、前記エコー信号から前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成する感度分布データ作成手段をさらに有する。
20

また、好ましい一実施態様によれば、前記計測制御手段による前記単位領域に対応するエコー信号の計測と、前記単位領域画像作成手段による該エコー信号を用いた前記単位領域画像の作成と、前記全体画像作成手段による該単位領域画像と他の単位領域画像とから前記全体画像の作成とを、前記単位領域毎に繰り返す。

25 また、好ましい一実施態様によれば、前記全体制御手段は、前記計測制御手段による前記単位領域に対応するエコー信号の計測と、前記単位領域画像作成手段による該単位領域の計測以前の単位領域計の計測で取得されたエコー信号を用いた前記単位領域画像作成とを平行させて繰り返すと共に、該単位領域画像と他の少なくとも一つの単位領域画像が揃う毎に前記全体画像作成手段による前記全体

画像の作成を行う。

これらの各態様の効果は、前述の対応する方法の効果と同様である。

図面の簡単な説明

- 5 図 1 は本発明の第 1 の実施形態における信号処理を詳細に示す図である。図 2 は本発明の第 1 の実施形態における信号処理フローの概要を示す図である。図 3 は本発明の第 1 の実施形態における各ブレードの k 空間上のデータ配置を示す図で、図 3a は通常のプロペラ MRI 法で取得されたデータを k 空間に配置した図であり、図 3b は図 3a に対して間引き計測を行って得られたデータを k 空間に配置した図であり、図 3c～図 3f は図 3b のデータをブレード毎に分割して配置した場合とそれぞれを再構成して得られる折り返し画像を示す図である。図 4 は本発明が適用される MRI 装置の全体構成を示す図である。図 5 は本発明が適用されるプロペラ MRI 法のパルスシーケンスを示す図である。図 6 はプロペラ MRI 法とグリッディングを示す図で、図 6a はプロペラ MRI 法で取得されたデータの k 空間上での配置を示す図であり、図 6b は実際に計測されたデータ（白丸）の配置と k 空間の格子点の配置の関係を示す図である。図 7 はパラレル MRI 法を示す図である。図 8 は本発明の第 2 の実施形態における k 空間の低空間周波数領域を密に計測して感度分布データ用エコー信号を余分に計測する場合を示す図で、図 8a は各ブレードにおいて低空間周波数領域を密に計測した場合の k 空間上のデータ配置を示す図であり、図 8b は図 8a から感度分布データを求めるための低空間周波数領域のデータのみを抽出した図であり、図 8c は図 8a から折り返し画像を求めるための一定間隔で間引かれたデータのみを抽出した図である。図 9 は本発明の第 3 の実施形態における連続撮影を行う際の信号処理を示す図である。図 10 は本発明の第 3 の実施形態における並行処理を行う際の信号処理を示す図である。

25

発明を実施するための最良の形態

図 4 は本発明による磁気共鳴イメージング装置の全体構成を示すブロック図である。この磁気共鳴イメージング装置は、核磁気共鳴 (NMR) 現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図 4 に示すように、静磁場発生系 2 と、傾斜磁場

10

発生系 3 と、送信系 5 と、受信系 6 と、信号処理系 7 と、シーケンサ 4 と、中央処理装置 (CPU) 8 とを備えて構成される。

5 静磁場発生系 2 は、被検体 1 の周りの空間にその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体 1 の周りに永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

傾斜磁場発生系 3 は、X、Y、Z の 3 軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル 9 と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源 10 とから成り、後述のシーケンサ 4 からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源 10 を駆動することにより、X、Y、Z の各軸方向にスライス傾斜磁場パルス (Gs) , 位相エンコード傾斜磁場パルス (Gp) , 周波数エンコード傾斜磁場パルス (Gr) のいずれか
10 一つをそれぞれ割り当てて被検体 1 に印加する。より具体的には、X、Y、Z のいずれかの 1 方向に Gs を印加して被検体 9 に対するスライス面を設定し、残り 2 つの方向に Gp と Gr を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。あるいはスライス面をオブリークさせる場合は、その角度に応じてこれら 3 つの傾斜磁場をそれぞれの軸方向に分配し、それぞれの軸方向で加算した傾斜磁場をその軸方向に印加する。
15

シーケンサ 4 は、高周波磁場パルス (以下、「RF パルス」という) と傾斜磁場パルスのある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU8 の制御で動作し、被検体 1 の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系
20 5、傾斜磁場発生系 3、および受信系 6 に送る。

送信系 5 は、被検体 1 の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるために RF パルスを照射するもので、高周波発振器 11 と変調器 12 と高周波増幅器 13 と送信側の高周波コイル 14a とから成る。高周波発振器 11 から出力された高周波パルスをシーケンサ 4 からの指令によるタイミングで変調器
25 12 により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器 13 で増幅した後に被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14a に供給することにより、電磁波 (RF パルス) が被検体 1 に照射される。

受信系 6 は、被検体 1 の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴 (NMR) により放出されるエコー信号 (NMR 信号) を検出するもので、受信側

1 1

の高周波コイル 14b と増幅器 15 と直交位相検波器 16 と、A/D 変換器 17 とから成る。送信側の高周波コイル 14a から照射された電磁波によって誘起される被検体 1 の応答の電磁波 (NMR 信号) が被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14b で検出され、増幅器 15 で増幅された後、シーケンサ 4 からの指令によるタイミングで直交位相検波器 16 により直交する二系統の信号に分割され、それぞれが A/D 変換器 17 でデジタル量に変換されて、信号処理系 7 に送られる。

信号処理系 7 は、磁気ディスク 18、光ディスク 19 等の外部記憶装置と、CRT 等からなるディスプレイ 20 とを有し、受信系 6 からのデータが CPU8 に入力されると、CPU8 で信号処理、画像再構成等の処理が実行され、その結果である被検体 1 の断層画像がディスプレイ 20 に表示されると共に、外部記憶装置の磁気ディスク 18 等に記録される。

なお、図 4 において、送信側及び受信側の高周波コイル 14a, 14b と傾斜磁場コイル 9 は、被検体 1 の周りの空間に配置された静磁場発生系 2 の静磁場空間内に設置されている。

上記の様な MRI 装置の撮影対象スピン種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質であるプロトンである。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態、又は機能を 2 次元もしくは 3 次元的に撮影する。

次に、プロペラサンプリング (以下、「プロペラ MRI」という) 法 (文献例: Magnetic Resonance in Medicine 42:963-969,1999, James G.Pipe, Motion Correction With PROPELLER MRI: Application to Head Motion and Free-Breathing Cardiac Imaging) を説明する。図 5 は、プロペラ MRI 法を用いたグラディエントエコーパルスシーケンスの一例である。各ブレードが k 空間の k_x 軸に対して異なる回転角度となるように傾斜磁場出力が設定される。また、各ブレード内では位相エンコード傾斜磁場パルスが印加されて位相エンコードの異なるエコー信号が平行軌跡の数だけ計測される。図 5 は、 k 空間上での計測が 4 つのブレード 301~304 に分割され、それぞれのブレード内で 5 個のエコー信号が取得される例である。ブレード 301~304 は k_x 軸に対してそれぞれ

1 2

0°,45°,90°,135°の回転角度をなしている。

図5のRF, Gz, Gy, Gx, A/D, echoはそれぞれ、RFパルス、Z,Y,Xの各軸方向の傾斜磁場、AD変換、エコー信号を表す。図5では、特にZ方向をスライス方向としている。また、501はRFパルス、502はスライス傾斜磁場パルス (Gs)、503は位相エンコード傾斜磁場パルス (Gp)、505は周波数エンコード傾斜磁場パルス (Gr)、506はディフェーズ傾斜磁場パルス、507はサンプリングウインド、508はエコー信号、301~304は繰り返し時間 (501間の時間間隔) である。

ただし、位相エンコード傾斜磁場パルス503と周波数エンコード傾斜磁場パルス505とディフェーズ傾斜磁場パルス506は、ブレードの回転角度に応じてX軸方向とY軸方向にそれぞれ分散される。その結果、Y軸方向傾斜磁場 (Gy) においては、周波数エンコード傾斜磁場パルス505の成分504が生じ、位相エンコード傾斜磁場パルス503にはディフェーズ傾斜磁場パルス506の成分が付加される。またX方向傾斜磁場 (Gx) においては、ディフェーズ傾斜磁場パルス506に位相エンコード傾斜磁場パルス503の成分が付加される。

例えば、図5のブレード301はkx軸に対して0° (つまり平行) であるため、位相エンコード傾斜磁場パルス503、周波数エンコード傾斜磁場パルス505、及びディフェーズ傾斜磁場パルス506は分散されることなく、それぞれの軸において所定の振幅の傾斜磁場が印加される。しかし、kx軸に対して0°でないブレード302~304では、ブレード301における所定の振幅を持つ位相エンコード傾斜磁場パルス503、周波数エンコード傾斜磁場パルス505、及びディフェーズ傾斜磁場パルス506はX軸方向とY軸方向にそれぞれ分散されて印加されるので、X,Y軸方向の傾斜磁場パルス波形はそれぞれの方向の分散成分が加算された複雑な形状となる。

また、MRI装置では、パルスシーケンスの繰り返し時間毎に位相エンコード傾斜磁場パルス503の印加量 (= 傾斜磁場パルス波形と時間軸との囲む面積) が変えられて、エコー信号に異なる位相エンコードが付与され、それぞれの位相エンコードで得られるエコー信号508が検出される。この操作が位相エンコードの数だけ繰り返され、画像取得時間510で1枚の画像再構成に必要なエコー信号が取

得される。

直交系サンプリング方式では、位相エンコードの数は通常 1 枚の画像あたり 64, 128, 256, 512 等の値が選ばれ、各エコー信号は通常 128, 256, 512, 1024 個のサンプリングデータからなる時系列データとして検出される。これらのデータ

5 が 2 次元フーリエ変換されて 1 枚の MR 画像が作成される。

一方、プロペラ MRI 法では、例えば以下の (1) 式に基づいて、1 ブレード当たりのエコー数（平行軌跡数）とブレード数を設定することができる。

$$(1 \text{ ブレード当たりのエコー数}) \times (\text{ブレード数}) = (\text{マトリックス数}) \times (\pi/2) \quad (1)$$

10 例えば、1 ブレード当たりのエコー数=32、マトリックス数=256 とすると、ブレード数=8~10 程度となる。

次に、図 5 のパルスシーケンスを用いてサンプリングされたエコー信号が k 空間に配置された結果を図 6a に示す。図 6a では、各ブレード 301~304 が k 空間原点を中心に回転角度 60° で回転され、それぞれのブレード内では位相エンコードが異なる 5 個のエコー信号が取得されている。つまり、ブレード 301 ではエコー信号 311-1~311-5 が、ブレード 302 ではエコー信号 312-1~312-5 が、ブレード 303 ではエコー信号 313-1~313-5 が、ブレード 304 ではエコー信号 314-1~314-5 が取得されている。ここで、エコー信号の添え字の順序は、エコー信号を取得した時間的順序と対応する。すなわち、添え字の番号の小さいものは、エコー信号を取得した時間が早く、番号の大きなものは、エコー信号を取得した時間が遅い（以下、特に指定しない限り本文中の記述は同様である）。

20

ここで、k 空間 601 へのデータの配置について説明する。図 6b は、プロペラ MRI 法で取得したデータが、グリidding処理されて k 空間の格子点に再配置された場合の模式図である。k 空間 601 は、図 6b の黒丸で示すように規則正しい格子点の座標を有する。しかし、プロペラ MRI 法で取得されたデータは 603-1~603-3 の様に k 空間に対して異なる軌跡（座標）を通るので、白丸で示すサンプリングされたデータは k 空間の格子点座標（図 6b 中の黒丸）と一致しない。グリidding処理では、補間処理によりこれらサンプリングされたデータ（図 6b 中の白丸）を規則正しい格子点座標（図 6b 中の黒丸）に再配置する。つまり、

25

1 4

k 空間の格子点座標にないサンプリングデータから格子点座標上のデータを補間処理により求めることによって、k 空間の格子点座標にないデータを格子点座標上のデータに変換する。なお、グリidding処理は、例えば Sinc 関数や Kaiser-Bessel 関数の補間用関数を用いて行うことができる(文献例:J.I Jackson et.al.,Selection of a Convolution Function for Fourier Inversion Using Gridding,IEEE Trans. Med. Imaging, vol.10, pp.473-478, 1991)。

次に、パラレルイメージング(以下、「パラレルMRI」という)法(文献例:Magnetic Resonance in Medicine 30:142-145,1993,J.B.Ra,C.Y.Rim,Fast Imaging Using Subencoding Data Sets from Multiple Detectors)について説明する。図 7a は、直交系サンプリング方式のパルスシーケンス(例えば、グラディエントエコー法)を実行して取得されたエコー信号が k 空間 701 に配置された例であり、k 空間 701 のデータをフーリエ変換して再構成された画像が 702 である。これに対し、付加する位相エンコードを 2 倍のステップにして(つまり全位相エンコード数の $1/2$ に間引いて)パルスシーケンスが実行されて、半分だけのエコー信号が取得された例が図 7b である。この場合、エコー信号は k 空間 704 上で k_x 軸に平行に 1 ラインおきに配置される(704 内の実線が計測したエコー信号、点線が計測しなかったエコー信号をそれぞれ表す)。この場合、取得されたエコー信号が 1 ラインおきであることから、取得されたエコー信号のラインのみを使用して、k 空間を半分の大きさに減少したのが 705 であり、この縮小された k 空間 705 のデータをフーリエ変換して再構成された画像が 706 となる。

この場合、撮影時の空間分解能が同じまま、再構成マトリクスが半分になったことから、画像 706 には折り返しアーチファクトが発生する。この折り返しアーチファクトは、図 7a の全てのエコー信号を取得した場合の画像 702 のうち、点線で区切られた領域の上側部分 703-1 と、下側部分 703-2 を重ね合わせたものと同様であると考えることができる。このように、MRI 装置では、取得するエコー数を間引いて計測を行った場合、画像にはその間引きステップに応じた折り返しアーチファクトが発生することが知られている。以下、折り返しアーチファクトの発生した画像を折り返し画像と呼ぶ。

この折り返し画像をパラレル MRI 法によって除去する。つまり、パラレル MRI

法は、複数の RF 受信コイルからなるマルチプル受信コイルを用いて RF 受信コイル毎にエコー信号を計測し、RF 受信コイル毎の感度分布データを用いて折り返し画像を展開する。図 7c に 2 個の RF 受信コイルを用いた場合の平行 MRI 法の信号処理の一例を示す。平行 MRI 法では、各 RF 受信コイルで折り返し

5 画像 706-1, 706-2 を取得し、各 RF 受信コイルの感度分布データ 707-1, 707-2 を用いて、行列演算 208 を行い、折り返しアーチファクトの無い画像 709 を得る。

ここで、感度分布データ 707 と折り返し画像 706 の添え字は RF 受信コイルの番号を表す。平行 MRI 法を安定に行うためには、使用する各 RF 受信コイルの感度分布は、折り返しアーチファクトの発生した方向（位相エンコード方向）に

10 異なっている必要がある（図 7 では y 方向）。

一般的に、各 RF 受信コイルの感度分布データ 707-1, 707-2 は、画像取得のためのパルスシーケンスに先立ち、専用のパルスシーケンスを実行して作成される。或いは、画像取得のためのパルスシーケンスを利用し、k 空間の低空間周波数領域を計測する時点の位相エンコードステップを密にし、この低空間周波数領域のエコー信号を用いて作成しても良い（本発明のプロペラ MRI 法に適用した場合は後述する）。一般的に RF 受信コイルの感度分布は空間的に穏やかに変動するので、低空間周波数領域のエコー信号データのみで十分であり、逆にその方が高空間周波数領域のデータまで考慮することによるノイズの混入を防止でき、感度分布データの S/N 比を向上できるので好都合である。ただし、この場合は、

15 専用パルスシーケンスを用いた場合と比較して、画像取得のためのパルスシーケンスで取得するエコー信号数が増加されるため、撮影時間はその分だけ延長される。逆に事前に感度分布データを求めておく場合は、画像再構成用エコー信号の取得時間のみでブレード画像及び全体画像を取得することができるので撮影時間が短くなる。事前に感度分布データを求めておく方法は、撮影中に被検体の体動

20 が発生しない場合に有効となる。

（第 1 の実施形態）

以上の、プロペラ MRI 法と平行 MRI 法の原理を踏まえて、本発明の第 1 の実施形態を図 1, 図 3 を用いて説明する。

説明を簡単にするために、4 つのブレードで計測を行うプロペラ MRI 法の場合

1 6

を説明する。図 3a は、4 つのブレード 301~304 内で、それぞれ 10 個のエコー信号が取得される、通常のプロペラ MRI 法の場合である。これに対して図 3b は、それぞれのブレード内で付加する位相エンコード傾斜磁場強度が図 3a の 2 倍に設定されて、半分 (5 個) だけのエコー信号が取得される場合である。図の実線は計測されるエコー信号、点線は計測されないエコー信号の位置に対応する。

このように計測を行った場合、画像には折り返しアーチファクトが発生するが、プロペラ MRI 法ではブレード毎に k 空間の角度が異なるため、折り返しアーチファクトは図 7b のように単純な形状とはならない。そこで、本発明ではそれぞれのブレード 301~304 を別々に取り出し、 k 空間を図 3c~図 3f の様に分割して考える。通常、プロペラ MRI 法で取得されたエコー信号のデータは、画像再構成のため最終的な座標系である一つの共通 k 空間 (図 3 の場合では 351 である。以下、この様な k 空間座標系を「画像用の座標系」という) に再配置 (グリッディング処理) される。

本発明では、このグリッディング処理を行わず、ブレード毎にそれぞれ異なる座標系 351~354 のままそのデータのフーリエ変換を行う (図 3 の 351 と 353, 352 と 354 はそれぞれ 90° ずれている)。これにより、それぞれの座標系で折り返し画像 355~358 が再構成される。これら画像は、最終的な画像の座標系 (図 3 の場合は 355) に対して k 空間 351~354 の関係と同様に回転した形状となる。このように、ブレード毎のデータを別々の座標系を用いて再構成することで、グリッディング処理を行うことなく各ブレードの折り返し画像 355~358 を得る。

次に、分割した折り返し画像 355~358 の再構成処理を図 1 に示す。図 1 では、図 7c と同様に、2 個の RF 受信コイルを用いて撮影を行った場合の処理であり、RF 受信コイルの感度分布データ 101~104 及び折り返し画像 355~358 の添え字は、RF 受信コイルの番号を表す。このとき、1 番目のブレード 301 の回転角に応じて取得された第 1 の座標系での各 RF 受信コイルの感度分布データ 101-1, 101-2 を用いて、301 で取得された折り返し画像 355-1, 355-2 に対して行列演算処理 208-1 を適用して、折り返しアーチファクトの無い画像 105 を得る。次いで、逆フーリエ変換 109-1 によってパラレル MRI 法の再構成を行った、第 1 の座標系での k 空間データ 110 を得る。

同様に、他のブレード 302~304 で取得された折り返し画像 356~358 についても、それぞれのブレードの座標系に対応した RF 受信コイルの感度分布データ 102~104 を用いて行列演算処理 208-2~208-4 を適用して折り返しアーチファクトの無い画像 106~108 を得た後、逆フーリエ変換 109-2~109-4 を行い、それぞ
5 れのブレードの座標系での k 空間データ 111~113 を作成する。

これらの k 空間データ 110~113 は、座標系 351~354 にそれぞれ対応しており、互いに異なる座標系である。

このようにして作成されたそれぞれの座標系での k 空間データ 110~113 は、グリidding処理 114-1~114-4 が行われて、最終的な画像用の座標系（図 1
10 では、第 1 の座標系 351 と同じであるが、必ずしも同じである必要は無い）116 に再配置され、信号結合処理 115 によって画像用の座標系 116 上で合成（例えば格子点毎の加算または加算平均等の処理）される。最終画像 118 は、この画像用の座標系 116 で合成された k 空間データがフーリエ変換 117 されて得られる。

本実施形態では、ブレード 301~304 の回転角に応じた各 k 空間上で、グリ
15 ディング処理せずに、パラレル MRI 法による画像再構成を行っている。そのため、グリidding処理後の k 空間に対して一般的化アルゴリズムを使って折り返しアーチファクトの展開を行う従来の方法と比較して、グリidding処理前
の k 空間でそれぞれ折り返しアーチファクトの展開を行うので一般化アルゴリズムが不要となり、かつ、パラレル MRI 法の再構成に補間が必要無いこととあわ
20 せて、計算量が大幅に低減される。

本発明を処理の観点から説明すると、図 2 の様になる。それぞれのブレード 301
~304 での計測 121~124 で取得されたエコー信号データを、それぞれの座標系
でフーリエ変換 128-1~128-4 して折り返し画像を作成した後、それぞれの座標
系でパラレル MRI 法の折り返しアーチファクト除去 208-1~208-4 を行って折り
25 返しアーチファクトの無い画像を得て、それらを逆フーリエ変換 109-1~109-4
してそれぞれの座標系での k 空間データとする。最終画像は、それぞれの座標系
で作成した k 空間データを、画像用の座標系にグリidding処理 114-1~114-4
した後、信号結合処理 115 によって画像用の座標系での最終的な k 空間データを
合成して、それをフーリエ変換 117 する。

5 以上の本発明の第1の実施形態における各処理は、図4に示したMRI装置においては、フーリエ変換128と行列演算208と逆フーリエ変換109とグリッティング処理114は、例えばCPU8で行われ、ブレード毎の感度分布データと画像データは、例えば磁気ディスク18に記憶され、必要に応じてCPU8内のメモリーに読み込まれて処理される。これは、以下の他の実施形態においても同様である。

(第2の実施形態)

10 次に、本発明の第2の実施形態を図8を用いて説明する。説明を簡単にするために、ブレード数が4のプロペラMRI法を例に説明する。本実施形態では、エコー信号は図8aのように取得される（実線が計測されるエコー信号、点線が計測されないエコー信号の軌跡に対応する）。図3bとの違いは、k空間801における各ブレード内の平行軌跡の数と間隔である。すなわち、各ブレード301~304内のk空間を低空間周波数領域804~807と、その外側の高空間周波数領域に分け、低空間周波数領域でエコー信号を取得する際の位相エンコードステップを高空間周波数領域での位相エンコードステップより小さく（つまり密に）する。或いは逆に、高空間周波数領域でエコー信号を取得する際の位相エンコードステップを低空間周波数領域での位相エンコードステップより大きく（つまり疎に）しても良い。図8aは、低空間周波数領域でのエコー信号の取得間隔を高空間周波数領域のエコー信号の取得間隔より2倍密にして計測を行う例である。

20 図8aのエコー信号に対し、説明のために2つの群にエコー信号を分割する。

(1) 低空間周波数領域804~807内で取得したエコー信号のデータみを選択したのが図8b、

(2) ブレード内のエコー信号のうち、1ラインおきのステップで取得したエコー信号のデータを選択したのが図8c、

25 である。図8bは、低空間周波数領域のデータであるので、このデータから各ブレード301~304でパラレルMRI法の再構成に必要なRF受信コイルの感度分布データ101~104を算出することが可能である。また、図8cは、図3cと等価なデータであるので、このデータから各ブレード301~304毎の折り返し画像355~358を再構成できる。このようにして作成されたブレード毎の感度分布データ

101~104 と折り返し画像 355~358 を用いて図 1 と同様の処理を行い、最終画像を得ることができる。

本実施形態のメリットは、パラレル MRI 法で必要な RF 受信コイルの感度分布データを、画像取得のための撮影（本計測）と同時に取得できることであり、専用パルスシーケンスで感度分布データを取得する場合と比較して、撮影中に被検体の位置が変化しても、感度分布データと本計測データ間で誤差が少なく済み、安定して折り返しアーチファクトの展開が行えることである。心臓領域やその他被検体の動きの大きな部位を撮影する場合や、リアルタイムに撮影断面を変更しながら撮影を行う手法（インタラクティブスキャン法）等へ応用できる。

プロペラ MRI 法では、ブレード毎に k 空間の回転角が異なるが、前述したとおり k 空間の回転と画像空間（画像データを表現する空間、 k 空間をフーリエ変換によって写像した空間）の回転は対応する。そこで、あるブレードで取得した感度分布データを補間処理により画像空間上で回転することで座標系を変換し、他のブレードの座標系での折り返しアーチファクト除去処理に使用することも可能である。図 1 を例にして説明すると、例えば、ブレード 301 に対する第 1 の座標系の感度分布データ 101 のみを計測しておき、残りのブレード 302~304 については、感度分布データ取得のための計測は行わず、第 1 の感度分布データ 101 を用いて補間による回転処理を行い、それぞれのブレードの感度分布データ 102~104 を作成する。このように処理することで、感度分布データ取得のための計測を行うブレード数が低減され、撮影全体の時間を短縮することができる。

あるいは、複数のブレードで感度分布データ用のエコー信号を取得した場合、取得した感度分布データ用のエコー信号をグリidding処理によって一旦画像用の座標系に変換（再配置）し、信号結合した後にフーリエ変換して感度分布データを作成し、この感度分布データを回転処理により各ブレードに応じた座標系に再度変換し、パラレル MRI 法の折り返しアーチファクト除去処理に用いることもできる。この場合、感度分布データ用のエコー信号が加算されるので、感度分布データの S/N 比が向上する。パラレル MRI 法では、折り返しアーチファクト展開に用いる感度分布データの S/N 比は、結果の画像の S/N 比に大きく影響することが知られており、感度分布データの S/N 比の向上は有用である。

上記複数のブレードで取得した感度分布データ用のエコー信号を用いてブレード毎の感度分布データを求める方法は、次の様なバリエーションが考えられる。一つは、取得した感度分布データ用のエコー信号をグリidding処理によって一旦画像用の座標系に変換し、信号結合した後に回転処理により各ブレードに応じた座標系に再度変換し、各ブレードに応じた座標系でフーリエ変換して感度分布データを作成する方法である。他は、取得した感度分布データ用のエコー信号をそのブレードに応じた座標系でフーリエ変換して感度分布データを作成し、グリidding処理によって一旦画像用の座標系に変換して合成（加算又は加算平均）し、回転処理により各ブレードに応じた座標系に再度変換する方法である。

10 上記いずれの方法においても、各ステップの処理は RF 受信コイル毎に行われて、最終的な感度分布データはブレード毎且つ RF 受信コイル毎に、つまり各ブレードに応じた座標系における RF 受信コイル毎の感度分布データが求められる。

さらに、プロペラ MRI 法では、ブレード毎に k 空間の低空間周波数領域におけるエコー信号を取得しており、また、各ブレードの回転角度が異なることから、
15 図 8c のように間引いて計測を行っても、 k 空間の低空間周波数領域は密に取得できる。このため、各ブレードで取得したエコー信号のうち低空間周波数領域のデータを抽出してそれらをグリidding処理によって一旦画像用の座標系に変換して合成し、その合成された低空間周波数領域のデータを用いて感度分布データを作成することができる。この場合にも、感度分布データ取得用の専用パルスシーケンスや上記の様な低空間周波数領域を密に計測して感度分布データ用エコー
20 信号を余分に計測するシーケンスを用いずに、画像用エコー信号取得のためのパルスシーケンスのみでパラレル MRI 法の再構成を行うことができる。その結果、高速で折り返しアーチファクトが除去されたブレード画像及び全体画像を取得することが可能になる。

25 なお、各ブレードにおける低空間周波数領域のエコー信号を抽出して合成するだけでは感度分布データを求めるに充分でない場合に、必要に応じて前述の様に 1 以上のブレードで低空間周波数領域におけるエコー信号のみを密に計測することにより、感度分布データを求めるに十分な密度で感度分布データ用エコー信号を取得することもできる。

21

この低空間周波数領域のデータを用いて感度分布データを求める方法においても、前述の感度分布データ用のエコー信号から感度分布データを求める方法と同様のバリエーションを適用することができる。さらに、最終的に求める感度分布データが、各ブレードに応じた座標系における RF 受信コイル毎の感度分布データであることも同様である。

5 以上の本発明の第 2 の実施形態では、図 4 に示した MRI 装置において各処理が行われるブロックは第 1 の実施形態の場合と同様であるが、その他に感度分布データを求める処理も例えば CPU8 で行われ、ブレード毎の感度分布データ用エコー信号も例えば磁気ディスク 18 に記憶され、必要に応じて CPU8 内のメモリーに読み込まれて処理される。

10 (第 3 の実施形態)

次に、本発明の第 3 の実施形態を図 9,10 を用いて説明する。本発明の方法では、ブレード毎にパラレル MRI 法の再構成処理が独立であるため、ブレード内のエコー信号データが取得された時点で、そのブレードの画像再構成処理を開始できるので、より高速にイメージングが可能となる。

15 説明を簡単にするために、4 つのブレードで計測を行うプロペラ MRI 法の場合を説明する。図 9,10 は、4 つのブレード 301~304 から成るプロペラ MRI 法を用いた連続撮影に本発明を適用した例であり、横方向が時間経過を表す。

図 9 は、ブレード毎に画像を作成することによって各画像の時間分解能を向上させる方法の一例である。図 9 に示すようにブレード 301~304 毎に処理を行うため、パラレル展開処理 135 (内部の処理は 128, 208, 109 を行う) 及びグリッディング処理 114 を、各ブレード 301~304 の計測 301-1~304-1 の終了直後からそれぞれ開始することができる。プロペラ MRI 法では、ブレード番号が同じデータは、k 空間の回転角度が同じ、もしくはほぼ同じとなるように計測されるので、グリッディング処理 114 で作成された k 空間データを取捨選択して画像作成 137 (内部の処理は、115 と 117) することで、画像更新間隔 130 の中間の時相の画像を作成可能である。これにより連続して画像を取得する場合にそれらの画像の時間分解能を向上させることができる。

例えば、ブレード 301-1, 302-1, 303-1, 304-1 のデータを選択して画像作成

2 2

137-1を行い画像140-1を得、次いで第1ブレードのデータのみ更新した、302-1, 303-1, 304-1, 301-2のデータを用いて画像作成137-2を行い、画像140-1に対してブレード301-2の計測の分だけ時相が遅れた画像140-2を得ることができる。同様に、303-1, 304-1, 301-2, 302-2のデータを用いて画像作成137-3を行い、
5 画像140-2に対してブレード302-2の計測の分だけ時相が遅れた画像140-3を得ることができる。このようにして、画像の更新時間間隔を短くすることができる。

これに対して、従来法では、全ブレードのエコー信号を取得した後にグリッディング処理を行い、一般化パラレル展開する必要があるため、例えば時間間隔130毎にしか画像が得られない。

10 また、図10は、ブレードでのエコー信号の計測とその後の上記各画像再構成処理を並列して行うことにより、全体としての処理時間を短縮する方法の一例である。図10に示すように、各ブレード301~304の計測時にそれ以前のブレードの計測時に取得されたデータを用いてパラレル展開処理135(内部の処理は128, 208, 109を行う)及びグリッディング処理114を行う。例えば、各ブレード301
15 ~304の計測をシーケンサ4で制御して行うと同時に、パラレル展開処理135とグリッディング処理114をCPU8で行うことにより、それぞれ独立して並列に行うことが可能である。そして全てのブレード301~304のグリッディング処理114が終了した時点で、それぞれのブレードのk空間データを用いて画像作成137(内部の処理は、115と117)することにより画像140を得る。図10は、次の周回
20 時の最初のブレード301-2の計測及び画像再構成処理が終了した時点で直前の周回時の画像140-1を得ている例である。これにより1枚の画像を取得する時間を短縮して高速イメージングを行うことができる。

これに対して、従来法では、全ブレードのエコー信号を取得した後にグリッディング処理を行い、一般化パラレル展開する必要があるため、計測を開始してから画像を得るまでの時間が長くなる。
25

なお、以上の2つの高速イメージング方法はそれぞれ独立にまたは組み合わせて実施することが可能である。

以上までが、プロペラMRI法にパラレルMRI法を適用する本発明を具体的に説明する実施形態である。

23

しかし、本発明は、以上の実施形態の説明で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で各種形態を取り得る。

例えば、各実施形態の説明ではグラディエントエコーパルスシーケンスについて記載したが、プロペラ MRI 法はパルスシーケンスの種類には依存せず、SE パルスシーケンス、FSE パルスシーケンス、EPI パルスシーケンスなどに適用できる。

また、プロペラ MRI 法の実施形態として、X 軸と Y 軸で構成される二次元面内で k 空間の回転を行う場合について説明したが、スライス軸、位相エンコード軸、及び周波数エンコード軸は撮影空間の X, Y, Z の任意の軸と対応させることが可能であり、オブリーク撮影やオフセンター撮影も実行できる。更に、三次元球内での回転を行うこともできる。

また、ブレード数が 4 のプロペラ MRI 法の場合を説明したが、実際の撮影では、ブレード数と各ブレード内のエコー数を任意に設定することができ、この場合も同様の処理を行うことができる。

また、パラレル MRI 法として、RF 受信コイルの数が 2、位相エンコード間隔が 2 倍の場合を説明したが、RF 受信コイルの数及び位相エンコード間隔の倍率は任意に設定できる（但し、RF 受信コイルの数 位相エンコード間隔の倍率）。また撮影する断面に併せて RF 受信コイルで取得した信号を選択したり、合成して使用することもできる。

また、ブレードの一方の高空間周波数領域におけるエコー信号の計測を省略して、公知のハーフフーリエ法（文献例：特開平 7-31605 号公報）を適用してブレード画像を作成することにより、更に撮影時間を短縮することができる。例えば、エコー信号の計測が省略された一方の高空間周波数領域には、反対側の高空間周波数領域の計測済みのエコー信号の複素共役を k 空間の原点对称に配置することによって補うことができる。

また、本実施例では画像空間で折り返しアーチファクトの展開を行うパラレル MRI 法について説明したが、k 空間で間引いた分のエコー信号を作成するパラレル MRI 法にも適用可能である。

さらに本発明では、パラレル MRI 法を適用することなく、プロペラ MRI 法に

24

において許容できる範囲でエコー信号の計測を間引くことができる。一般に、エコー信号の計測を間引く量に比例して、ブレード画像及び全体画像上にはボケや折り返しアーチファクト等が発生するが、 k 空間上で間引く位置によってこれらの問題の生じ方が異なる。例えば、 k 空間の高空間周波数領域における間引きは低空間周波数領域における間引きと比較して画像上への影響が少ない。また、撮影視野を撮影断面よりも大きくとることによって、折り返しアーチファクトの発生をある程度実質的に防止することも可能である。

そこで、各ブレードの計測においても、撮影視野や画像の分解能に応じて k 空間上でエコー信号の計測を間引く位置又は範囲を調整することにより、パラレル MRI 法を適用しなくても実質的に問題の無い画像を取得することができる。これにより、プロペラサンプリング法においてブレードの計測時間を短縮できるので、全体の撮影時間を短縮することができ、高速イメージングが可能になる。

さらにこのように実質的に問題ない画像を取得できる程度にエコー信号計測の間引きを行った状態で、マルチプル受信コイルを構成する RF 受信コイル毎の画像を単に合成してブレード画像を得るだけでも良い。これにより、撮影時間を短縮して高速イメージングが可能になるとともに、ブレード画像及び全体画像の S/N を向上させることができる。

あるいは、パラレル MRI 法を適用することなく、前述の様に、ブレードの一方の高空間周波数領域におけるエコー信号の計測を省略して、公知のハーフフーリエ法に基づいた演算によりブレード画像を作成することにより、撮影時間を短縮することも可能である。

以上に述べたように本発明によれば、プロペラ MRI 法にパラレル MRI 法を適用することにより、1 つのブレードで取得するエコー数を低減しても折り返しアーチファクトを生ずることなく撮影時間を短縮化でき、かつ、パラレル MRI 法を適用する際に必要な折り返しアーチファクト除去のための一般化アルゴリズムの適用や、プロペラ MRI 法に必要なグリidding処理を行う必要が無くなるため、演算量を低減して高速演算が可能になり、全体として高速イメージングを行うことができるようになる。

また、パラレル MRI 法を適用しなくとも、プロペラ MRI 法のみでも許容でき

25

る範囲内でエコー信号の計測を間引くことによって、プロペラ MRI 法による撮影時間を実質的に短縮することも可能である。

26

請 求 の 範 囲

1. k 空間の原点を含み低空間周波数領域から高空間周波数領域に渡って所定の幅を有して成る単位領域に対応する被検体からのエコー信号を計測する単位領域計測工程と、前記単位領域に対応するエコー信号から該単位領域の画像を作成する単位領域画像作成工程とを有する単位領域処理工程を、前記 k 空間の原点を中心とする前記単位領域の回転角度を変えて繰り返し、複数の前記単位領域画像を合成して全体画像を作成する全体画像作成工程を有する磁気共鳴イメージング方法において、前記単位領域計測工程は、少なくとも一つの前記単位領域において、
前記エコー信号の計測を間引くことを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。
2. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記単位領域計測工程は、複数の受信コイルユニットを組み合わせて成るマルチプル受信コイルを用いて、該受信コイルユニット毎にエコー信号を取得し、
前記単位領域画像作成工程は、前記受信コイルユニット毎のエコー信号を用いて前記単位領域画像を作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。
3. 請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記単位領域画像作成工程は、受信コイルユニット毎の感度分布データを用いて、折り返しアーチファクトが除去された前記単位領域画像を作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。
4. 請求 3 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記単位領域は、複数の平行軌跡からなり、
前記間引き計測は、前記平行軌跡のうちの少なくとも一つの軌跡に対応するエコー信号の計測を間引くことを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。
5. 請求項 1 乃至 4 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

27

前記単位領域の一方の高空間周波数領域側に対応するエコー信号の計測を間引くことを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

6. 請求項4に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

5 前記単位領域処理工程は、前記単位領域の回転角度と前記マルチプル受信コイルの構成に対応して、前記エコー信号から単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成する感度分布データ作成工程をさらに有し、

前記感度分布データ作成工程は、前記単位領域画像作成工程より前で行われることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

- 10 7. 請求項6に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記感度分布データ作成工程は、複数の前記単位領域の低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を用いて、前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

- 15 8. 請求項6に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記単位領域計測工程は、複数の前記単位領域のそれぞれにおいて、前記複数の平行軌跡の低空間周波数領域における間隔を高空間周波数領域における間隔よりも密にして、前記受信コイルユニット毎に前記エコー信号を計測し、

20 前記感度分布データ作成工程は、前記複数の単位領域で密に計測された低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を用いて、前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

9. 請求項7又は8に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

25 前記感度分布データ作成工程は、前記各単位領域の前記低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を受信コイルユニット毎に合成して受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を作成し、該受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を変換して単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号をそ

28

れぞれ作成し、該各作成された単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号から前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

- 5 10. 請求項 7 又は 8 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記感度分布データ作成工程は、前記各単位領域の前記低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号からそれぞれ単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成し、該各単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを受信コイルユニット毎に合成して受信コイルユニット毎の感度分布データを作成し、該受信コイルユニット毎の感度分布データを変換して前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。
- 10
11. 請求項 7 又は 8 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記感度分布データ作成工程は、前記各単位領域の前記低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を受信コイルユニット毎に合成して受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を作成し、該受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号から受信コイルユニット毎の感度分布データを作成し、該受信コイルユニット毎の感度分布データを変換して前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。
- 15
- 20
12. 請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記単位領域計測工程は、前記単位領域の一つにおいて、前記複数の平行軌跡の低空間周波数領域における間隔を高空間周波数領域における間隔よりも密にして、前記受信コイルユニット毎に前記エコー信号を計測し、
前記感度分布データ作成工程は、前記一つの単位領域で密に計測された低空間周波数領域における受信コイルユニット毎のエコー信号を用いて、他の単位領域における前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング
- 25

方法。

13. 請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
事前に受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号をそれぞれ計測する工程を有し、

5 前記感度分布データ作成工程は、前記事前計測された受信コイルユニット毎の感度分布データ用エコー信号を用いて、前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データをそれぞれ作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

- 10 14. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、前記単位領域計測工程が終了する度に、

前記単位領域画像作成工程は、その単位領域画像を作成し、

前記全体画像作成工程は、該単位領域画像と他の少なくとも一つの単位領域画像とから前記全体画像を作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

- 15 15. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記単位領域計測工程と前記単位領域画像作成工程とを平行して行い、
該単位領域画像作成工程は、該単位領域計測工程以前の単位領域計測工程で計測されたエコー信号を用いて前記単位領域画像を作成し、

20 前記全体画像作成工程は、該単位領域画像と他の少なくとも一つの単位領域画像とから前記全体画像の作成を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

16. 請求項 9 に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記単位領域計測工程と前記単位領域画像作成工程とを平行して行い、
該単位領域画像作成工程は、該単位領域計測工程以前の単位領域計測工程で計測されたエコー信号を用いて前記単位領域画像を作成し、

25 前記全体画像作成工程は、該単位領域画像を含む全単位領域画像が揃った後で、該全単位領域画像を逆フーリエ変換して単位領域毎の k 空間データをそれぞれ作成し、該各単位領域毎の k 空間データを合成して全体 k 空間データを作成し、該全体 k 空間データをフーリエ変換して前記全体画像

を作成し、

前記各単位領域毎の k 空間データの合成は、該各単位領域毎の k 空間データを同一座標系上の格子点データとなるように変換し、該各変換された k 空間データを格子点毎に加算又は加算平均することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

17. 被検体からのエコー信号を受信する信号受信手段と、所定のシーケンスに基づいて前記エコー信号を計測する計測制御手段と、前記エコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理手段と、前記計測制御手段と前記信号処理手段を制御する全体制御手段を備え、

前記計測制御手段は、 k 空間上で複数の平行軌跡から成る単位領域に対応するエコー信号の計測を、前記 k 空間の原点を中心とする前記単位領域の回転角度を変えて繰り返すシーケンスを備え、

前記信号処理手段は、前記単位領域毎のエコー信号から各単位領域画像を作成する単位領域画像作成手段と、前記各単位領域画像から全体画像を作成する全体画像作成手段を備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記信号受信手段は、複数の受信コイルユニットを組み合わせて成るマルチプル受信コイルを備えて該受信コイルユニット毎に前記エコー信号を受信し、

前記計測制御手段は、1 以上の前記単位領域において 1 以上の前記平行軌跡を間引いて前記受信コイルユニット毎に前記エコー信号を計測し、

前記単位領域画像作成手段は、前記間引き計測された受信コイルユニット毎のエコー信号と単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データとから折り返しが除去された前記単位領域画像を作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

18. 請求項 17 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記信号処理手段は、前記回転角度と前記マルチプル受信コイルの構成に対応して、前記エコー信号から前記単位領域毎且つ受信コイルユニット毎の感度分布データを作成する感度分布データ作成手段をさらに有することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

19. 請求項 18 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記全体制御手段は、前記計測制御手段による前記単位領域に対応するエコー信号の計測と、前記単位領域画像作成手段による該エコー信号を用いた前記単位領域画像の作成と、前記全体画像作成手段による該単位領域画像と他の単位領域画像とから前記全体画像の作成とを、前記単位領域毎に繰り返すことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20. 請求項 18 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記全体制御手段は、前記計測制御手段による前記単位領域に対応するエコー信号の計測と、前記単位領域画像作成手段による該単位領域の計測以前の単位領域計の計測で取得されたエコー信号を用いた前記単位領域画像作成とを平行させて繰り返すと共に、該単位領域画像と他の少なくとも一つの単位領域画像が揃う毎に前記全体画像作成手段による前記全体画像の作成を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

1/10

図1

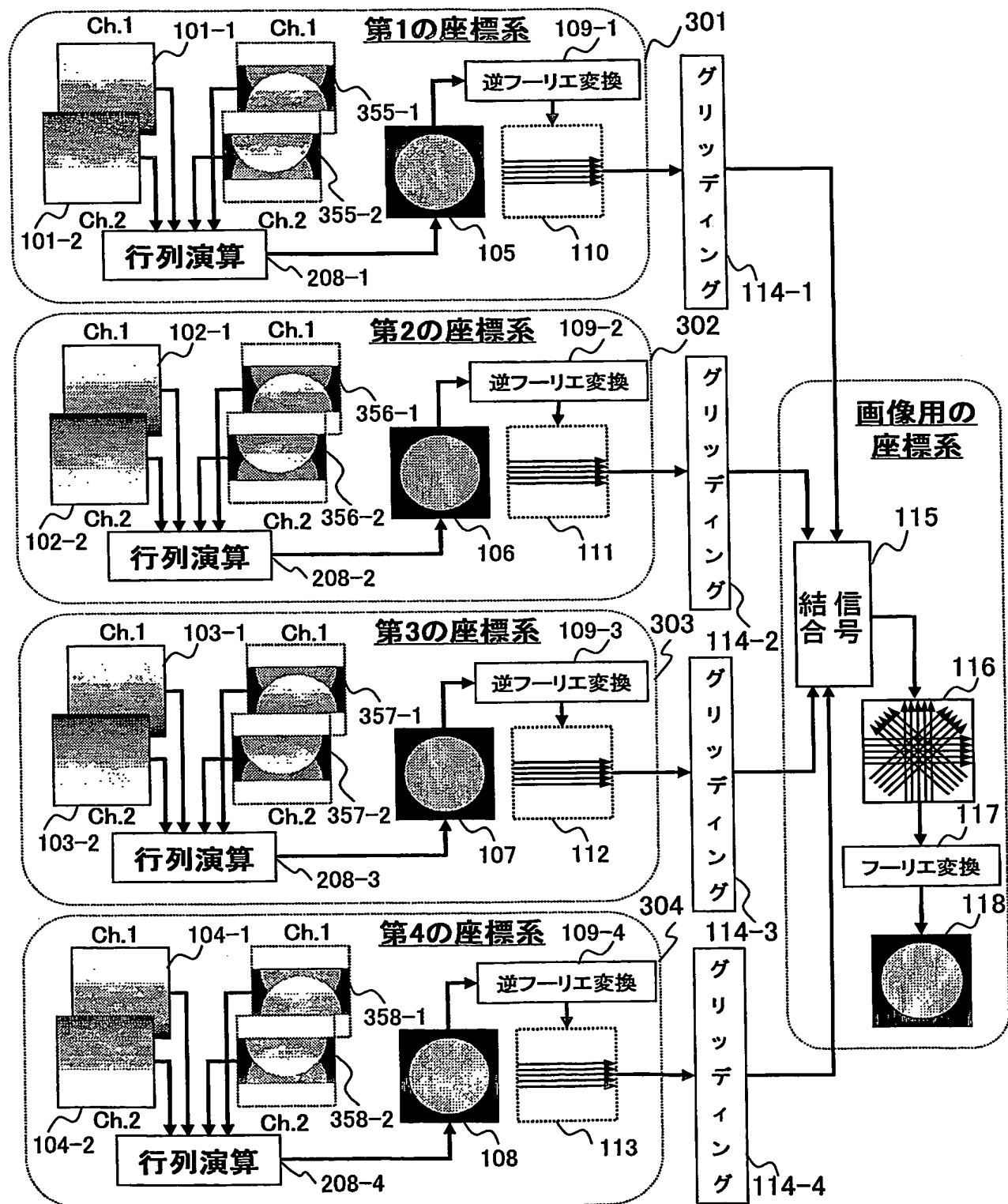
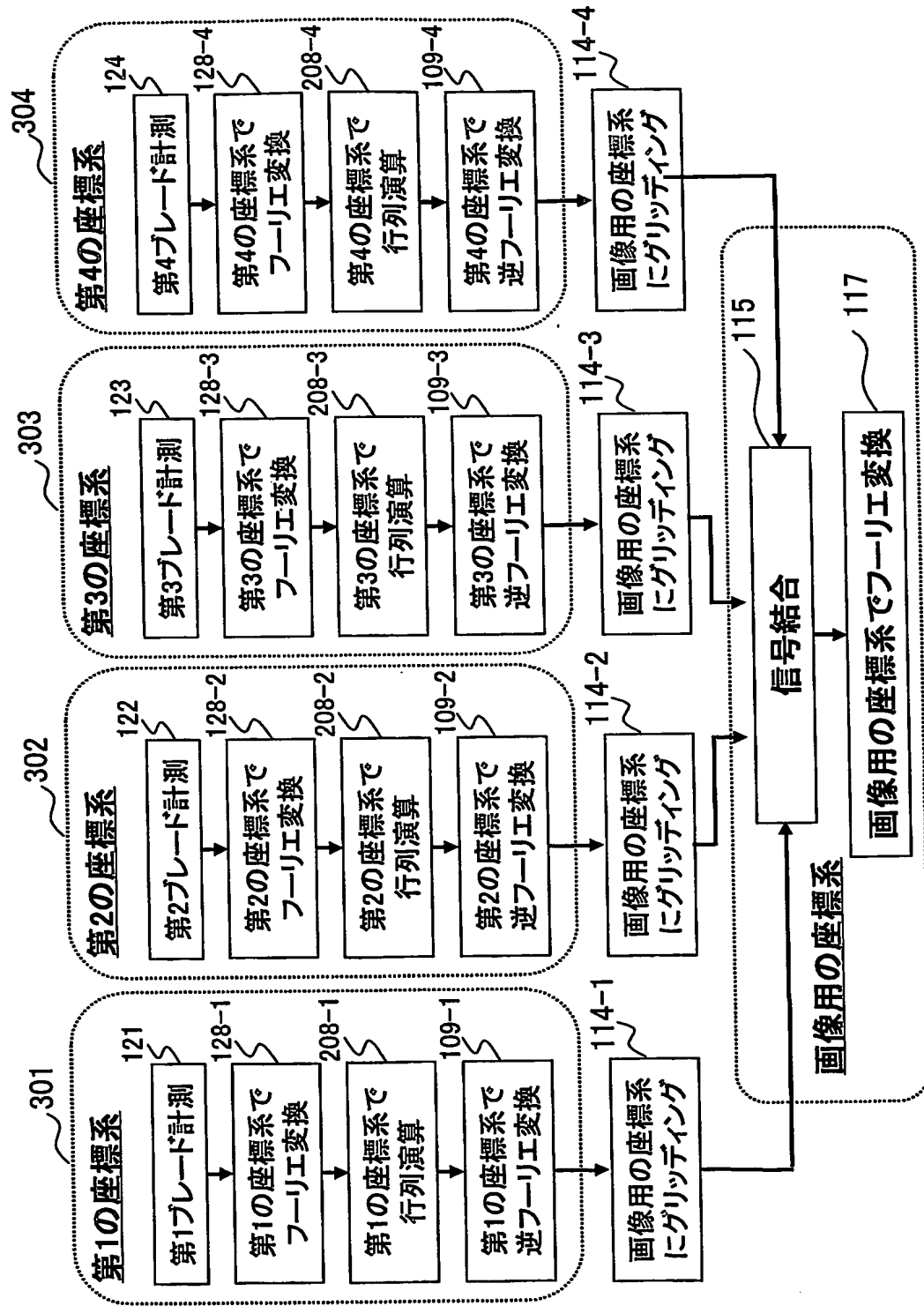


図2



3/10

図3a

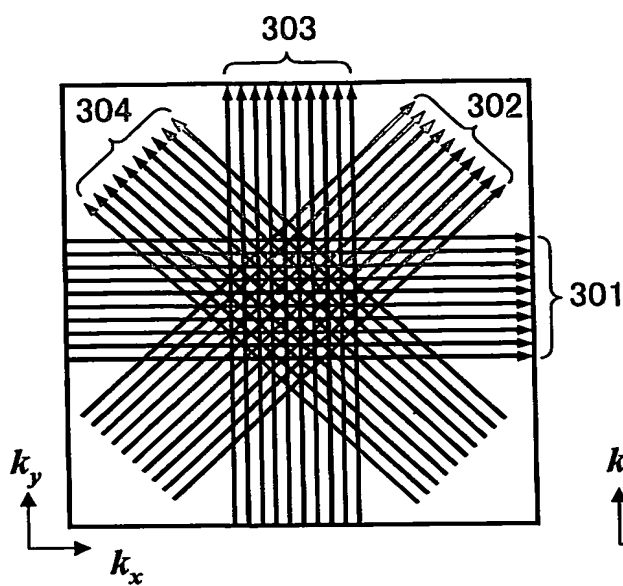


図3b

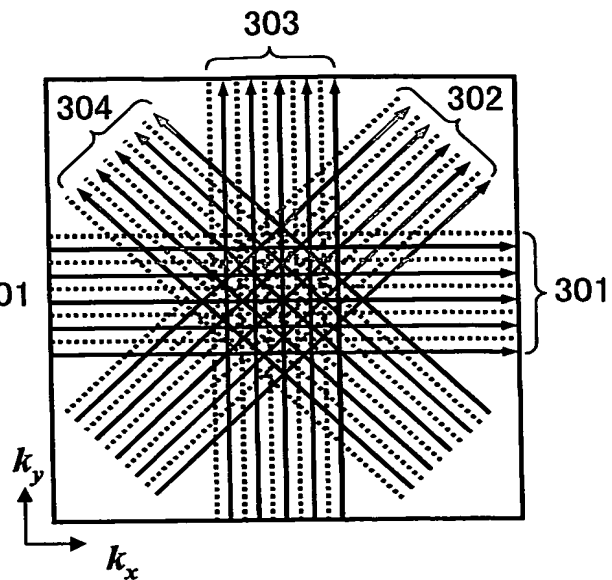


図3c

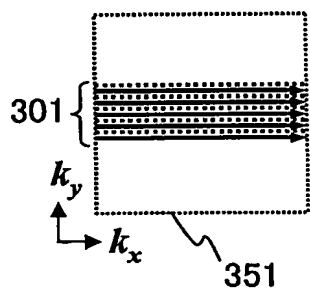


図3d

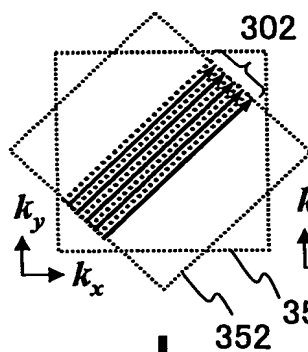


図3e

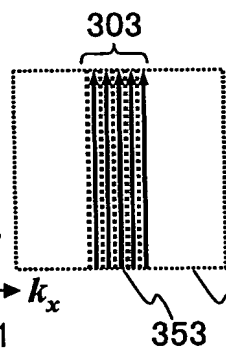
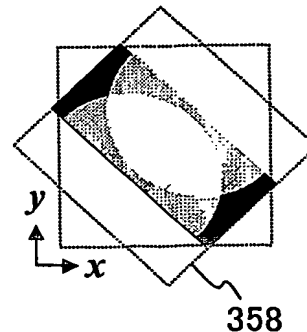
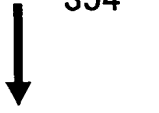
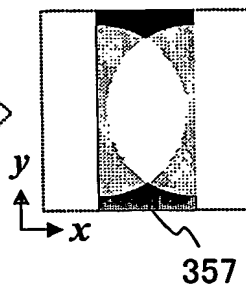
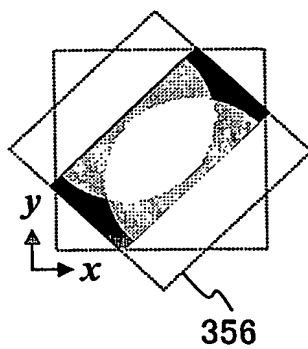
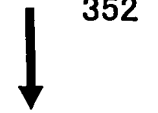
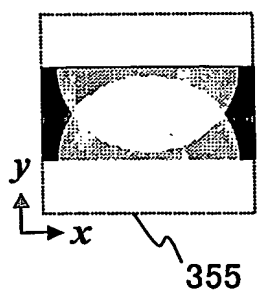
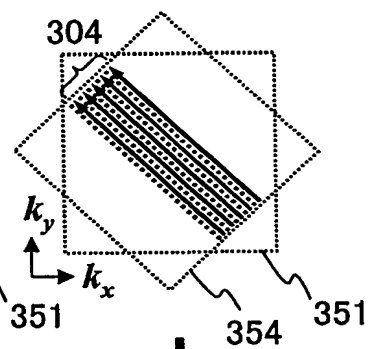
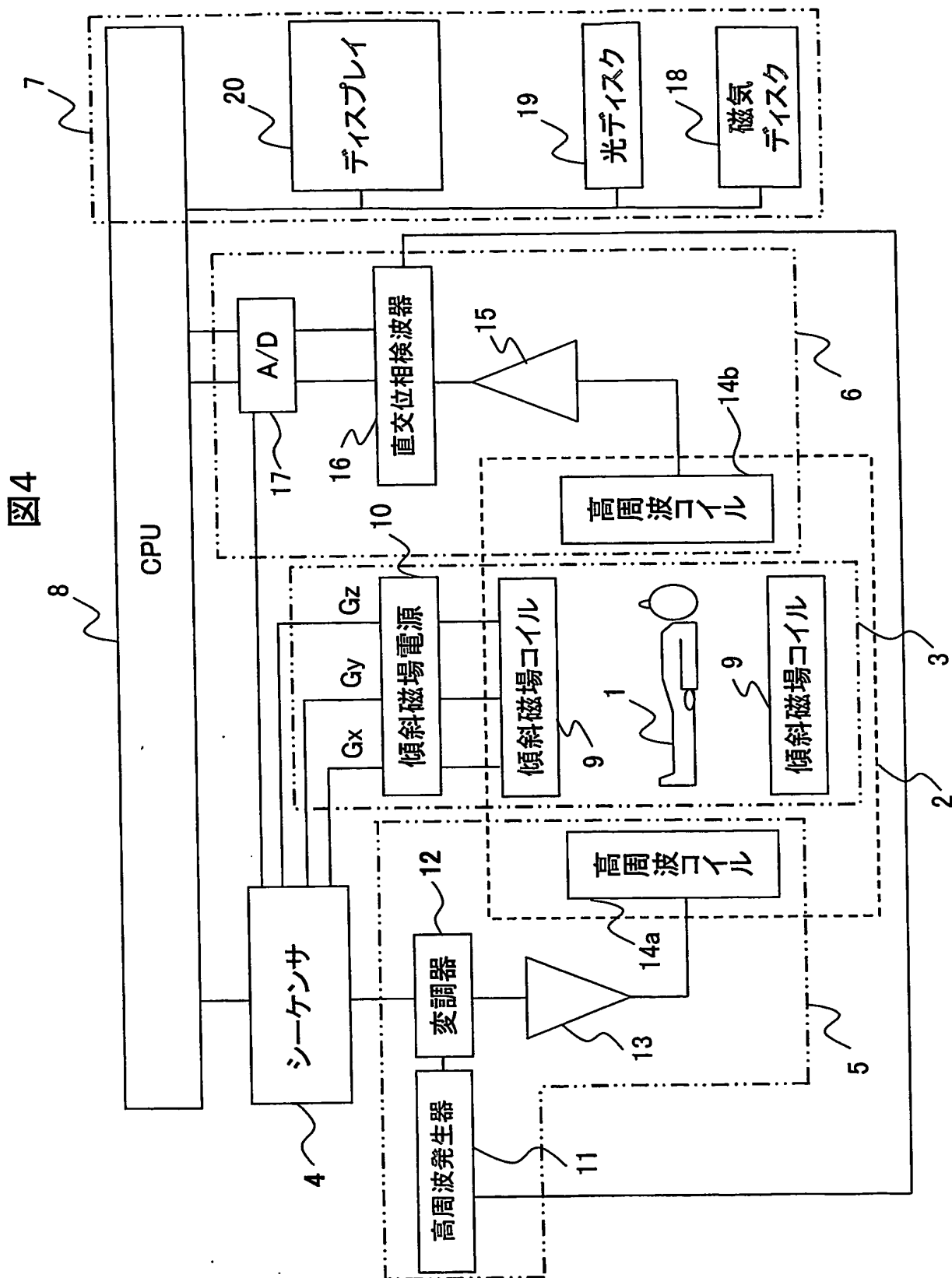


図3f

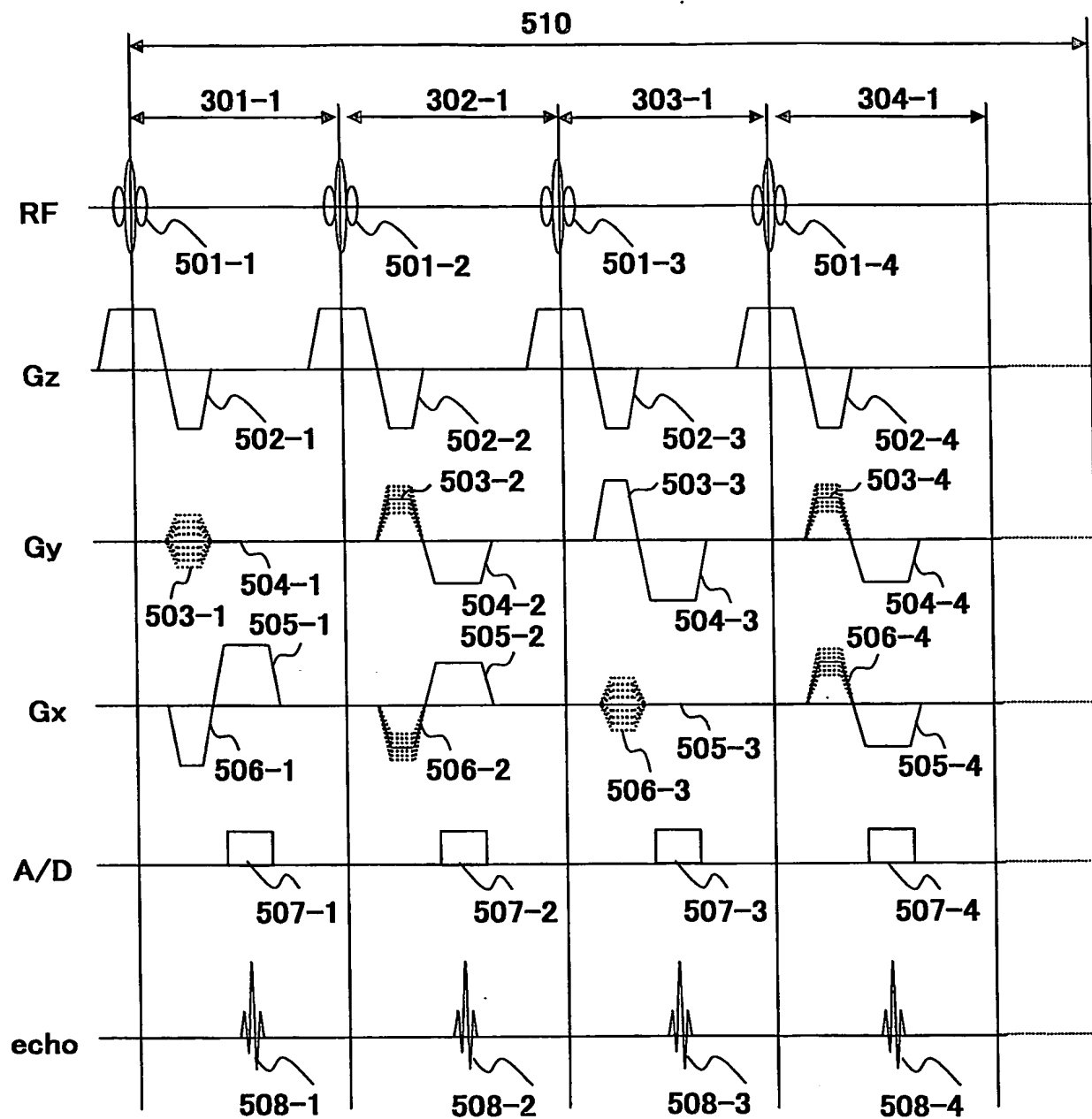


4/10



5/10

図5



6/10

図6a

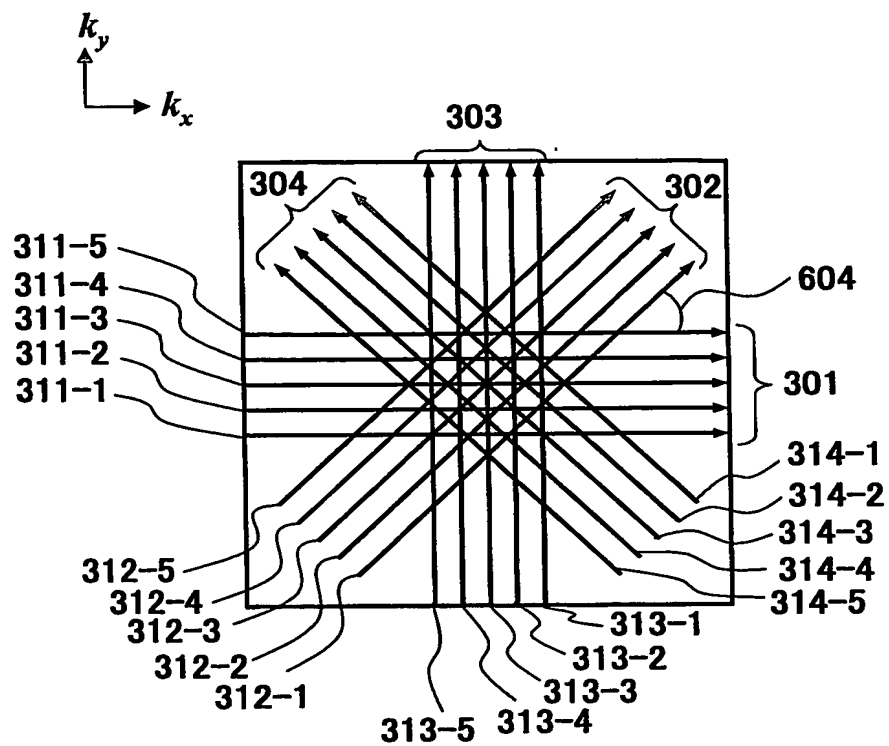
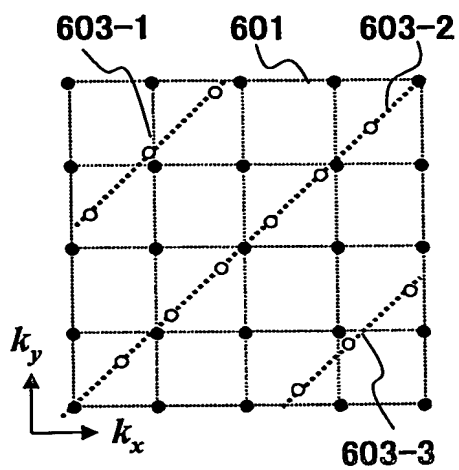


図6b



7/10

図7a

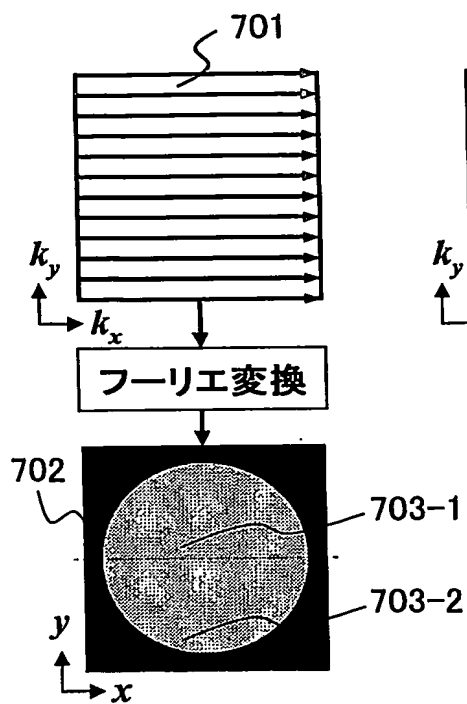


図7b

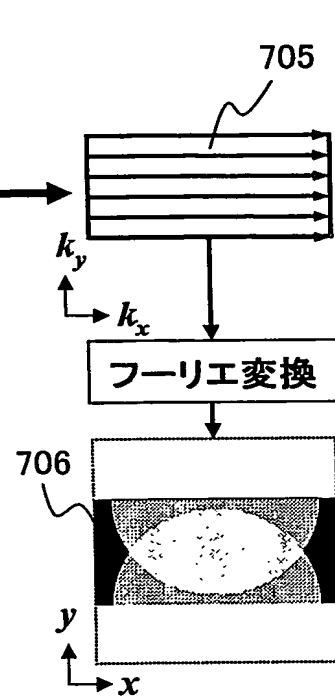
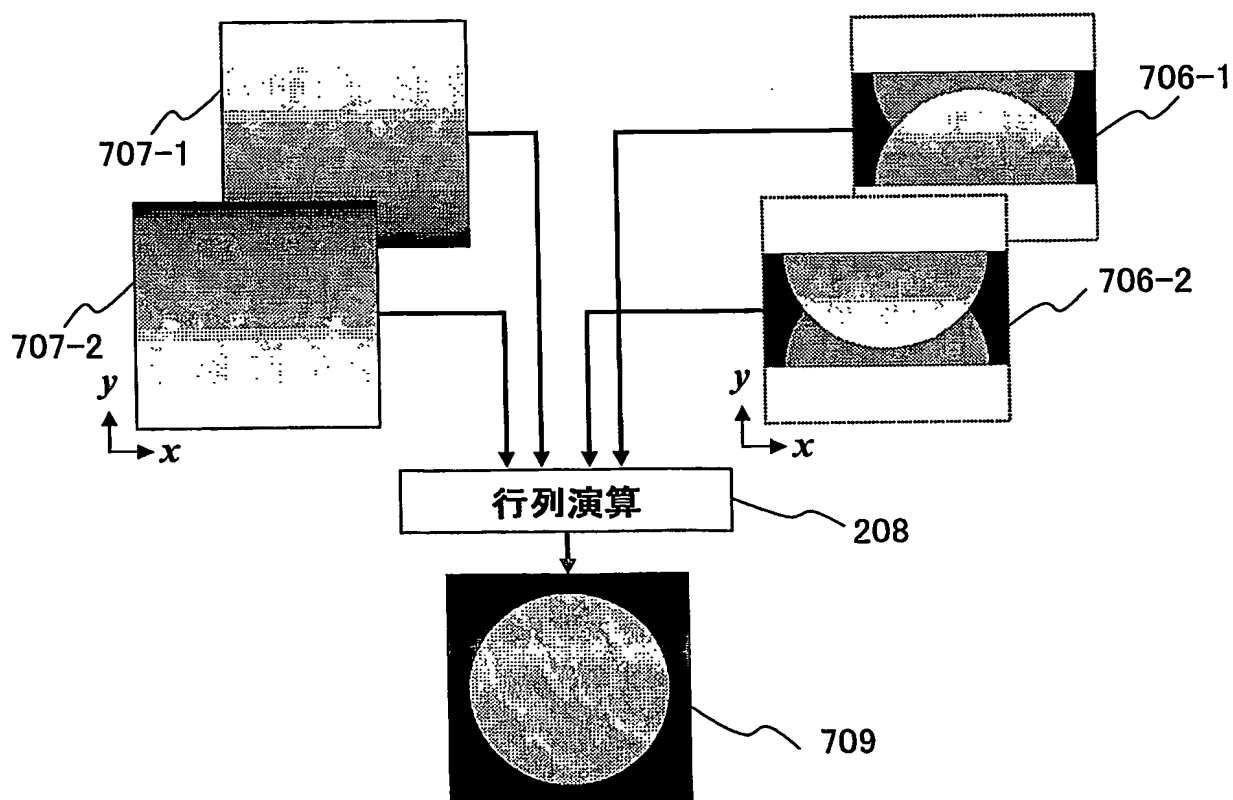


図7c



8/10

図8a

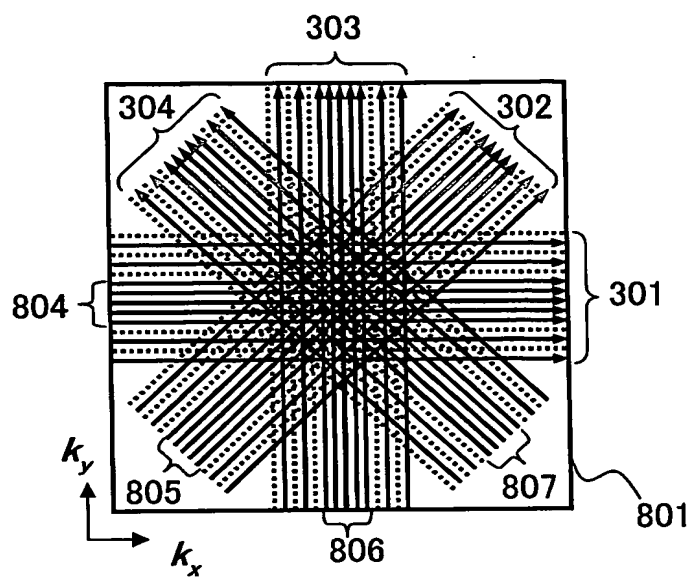


図8b

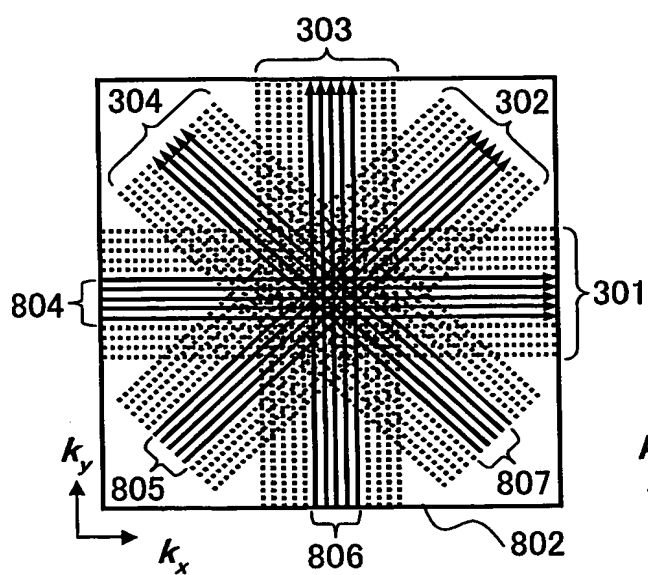
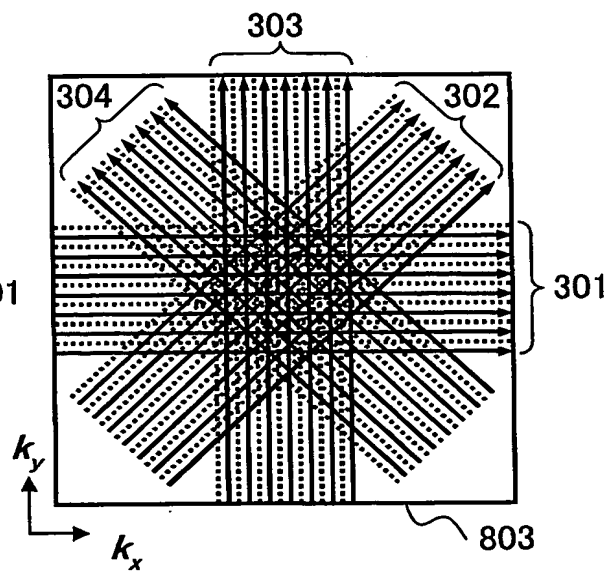
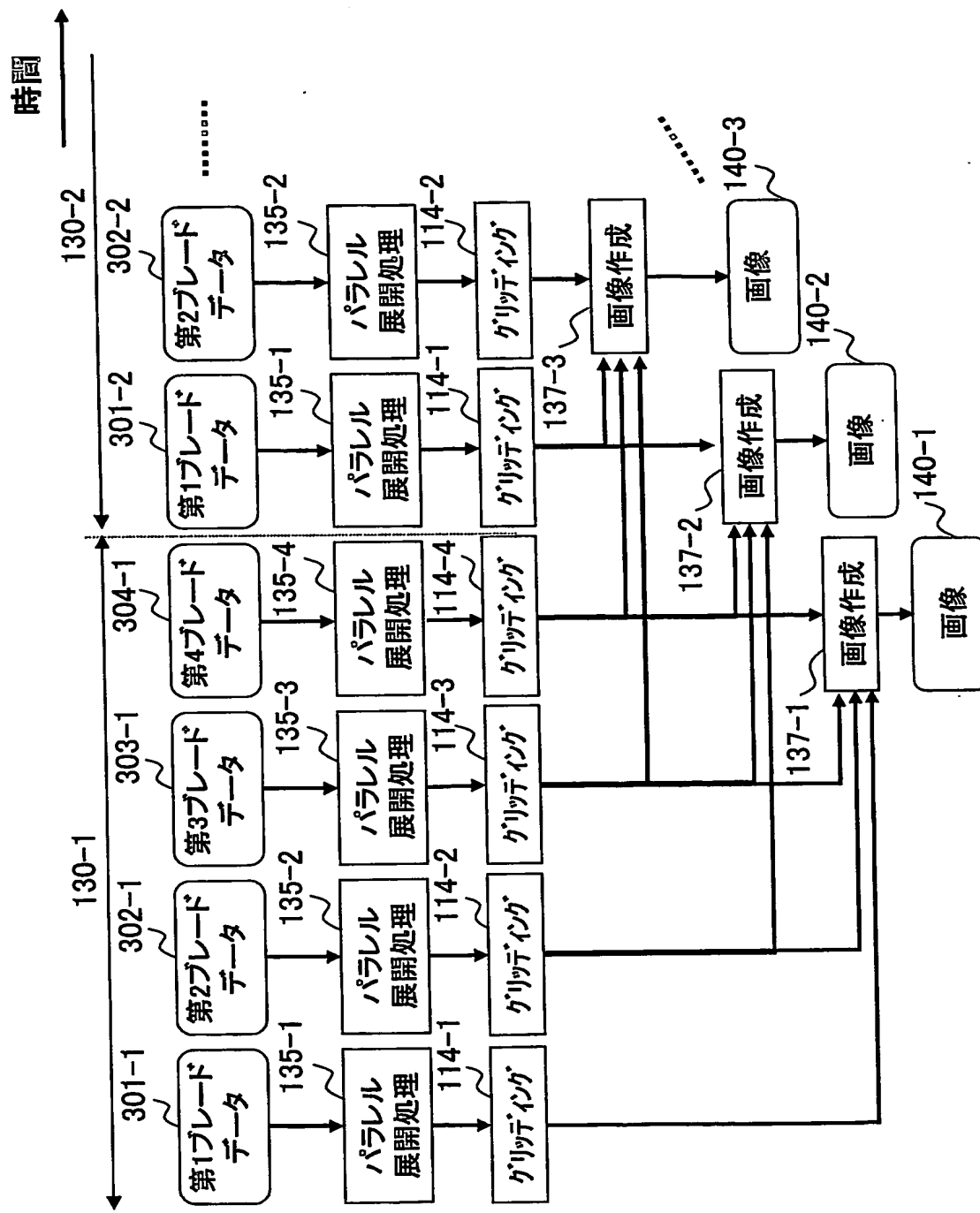


図8c



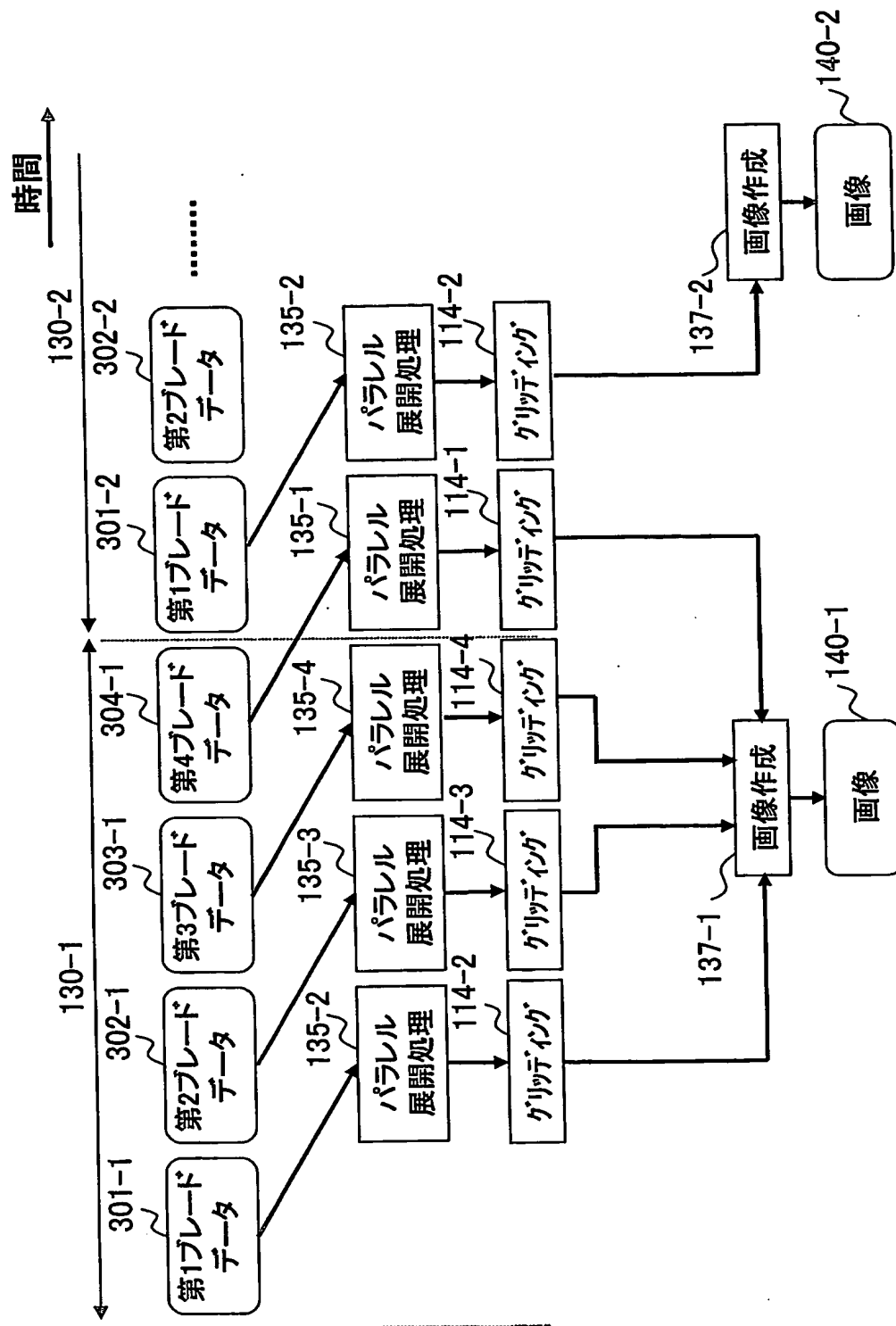
9/10

図9



10/10

10
圖



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/005928

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/3415

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 10-155768 A (Picker International, Inc.), 16 June, 1998 (16.06.98), Particularly, Par. No. [0019]; Fig. 6 & EP 844491 A & US 5833609 A	1-20
A	JP 2001-161657 A (Hitachi Medical Corp.), 19 June, 2001 (19.06.01), Full text; all drawings & EP 1236436 A & US 2003058676 A1 & WO 2001/41639 A1	1-20
A	JP 2002-315731 A (Hitachi Medical Corp.), 29 October, 2002 (29.10.02), Full text; all drawings & WO 2002/65907 A1	1-20

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 June, 2004 (14.06.04)

Date of mailing of the international search report

29 June, 2004 (29.06.04)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/3415

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2004年
 日本国登録実用新案公報 1994-2004年
 日本国実用新案登録公報 1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	J P 10-155768 A (ピッカー インターナショナル インコーポレイテッド) 16.06.1998, 特に、段落【0019】、図6参照 &EP844491 A &US5833609 A	1-20
A	J P 2001-161657 A (株式会社日立メディコ) 19.06.2001, 全文, 全図 &EP1236436 A &US2003058676 A1 &WO2001/41639 A1	1-20

☒ C欄の続きにも文献が列举されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

14.06.2004

国際調査報告の発送日

29.6.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)
 神谷 直慈

2W 9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2002-315731 A (株式会社日立メディコ) 29. 10. 2002, 全文, 全図 &WO2002/65907 A1	1-20